

Wobbling Mass를 고려한 인체 진동 모델의 개발

Development of Human Body Vibration Model Including Wobbling Mass

김 영 은*, 백 광 현**, 최 준 희***
Youngeun Kim, Kwanghyun Baek, Junhee Choi

ABSTRACT

Simple spring-damper-mass models have been widely used to investigate whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver. Most previous models have not considered the effect of wobbling masses; i.e. heart, lungs, liver, intestine, etc. In this study, 4-DOF seated driver model including one non-rigid mass representing wobbling visceral mass, 5-DOF model including intestine, and 10-DOF model including five lumbar vertebral masses were proposed. The model parameters were identified by a combinatorial optimization technique, simulated annealing method. The objective function was chosen as the sum of error between model response of seat-to-head transmissibility and driving point mechanical impedance and those of experimental data for subjects seated erect without backrest support. The model response showed a good agreement with the experimental response characteristics. Using a 10-DOF model, calculated resonance frequency of lumbar spine at 4Hz was matched well with experimental results of Panjabi *et al.*

주요기술용어 : Human body model(인체모델), Vibration(진동), Wobbling mass(요동하는 질량), Optimization technique(최적화기법), Disc(추간판), Resonance(공진)

1. 서론

인체의 진동에 대한 특성을 연구하는 주된 목적은 외부에서 인체에 가해지는 진동과 그에 따르는 영향들 사이의 관계를 규명하는데 있다. 실제로 실생활에서 인체가 받는 진동들이 특성상 매우 광범위하고 복잡하기 때문에 이에 대한 완벽한 해석 결과는 기대하기가 용이치 않다. 따라

서 매우 제한된 조건하에서 연구가 수행되어지고 있다. 연구 방법에는 크게 실험을 통한 방법과 수학적 진동 모델을 개발하여 해석하는 두 가지 방법으로 나눌 수 있다. 실험적 방법에서는 주로 실제적인 진동의 상황을 구현하여 그에 따르는 영향을 고찰하는 방법과 상황의 복잡성을 단순화시켜 각각의 변수들을 계층적으로 연구하는 법이 널리 이용되고 있다. 첫 번째 방법은 정확한 결과를 얻을 수 있지만 실험 여건상의 문제로 어려움이 따르게 되고, 두 번째 방법은 효과적으로 원인과 결과의 연관성을 구현할 수 있지만 전체

* 회원, 단국대학교 기계공학과

** 회원, 단국대학교 기계공학과

*** 회원, 단국대학교 대학원

적인 인체의 진동 특성을 이해하는 데는 제한이 내포되게 된다. 이와 같은 실험 시에 나타나는 어려움들을 극복하기 위한 대안으로 수학적 모델을 이용한 해석적 방법이 제안되어 사용되어지고 있다. 해석적 방법은 실험을 통해 얻어낸 자료들을 토대로 인체의 진동 특성 해석에 적용할 수 있는 수학적 인체 모델 개발을 통해 이루어지고 있다. Kitajaki와 Griffin¹⁾은 인체의 전신 진동 모드 해석(modal analysis)을 위한 유한 요소 모델을 제시하여, 약 5Hz에서 첫 번째 공진(resonance)이 나타나고 약 8Hz에서 두 번째 공진 현상을 보인다고 발표했다. Wan과 Schimmels²⁾는 스프링-댐퍼(spring-damper)로 구성된 4자유도의 단순 직렬 형태 인체 모델을 개발한 후 여기에다 2자유도의 좌석, 현가 장치 모델을 추가한 최적 현가 장치 모델을 제시하였다. 한편 Wei와 Griffin³⁾은 전신 진동에 대한 인체의 겉보기 질량(apparent mass)을 이용하여 1자유도와 2자유도의 선형 스프링-댐퍼 모델을 개발하였다. Boileau와 Rakheja⁴⁾는 최적화 기법을 이용하여 간단한 4자유도 모델을 발표하였다. 지금까지 발표된 모델들에서는 인체의 몸을 몇 개의 강체 질량(rigid mass)으로 단순화시킨 후 실험적으로 구해진 진동 응답 특성과 비교하여 인체모델의 물성치를 구하는 방법이 일반적으로 이용되어 왔었다. 이러한 실험치와의 비교 데이터는 주로 머리부분으로의 전달률이 이용되기 때문에 인체 각 부분의 진동 특성을 이해하기에는 많은 제한점들이 내포되어 있다. 따라서 보다 정확한 모델링을 위해서는 인체의 진동 응답에 많은 영향을 미치는 장기나 근육 등의 질량에 대한 고려를 해야만 한다.

본 연구에서는 인체 내장의 질량을 요동하는 질량(wobbling mass)으로 고려한 모델과 요추(lumbar spine)의 5마디를 모두 고려한 수학적 모델을 제시하고 이들의 모델 파라미터(parameter)들을 최적화기법을 사용하여 찾아내었다.

2. 전신 진동에 대한 인체동역학

인체의 전신 진동 특성 해석에서는 보통 입력

임피던스와 전달률 등을 가장 중요한 척도로 사용하여왔다. 임피던스 항은 특정한 주파수에서의 시스템에 가해지는 구동력과 그에 따른 결과(가속도, 속도, 변위) 사이의 관계를 이해하는데 자주 사용된다. 구동점에 대한 입력 임피던스(driving point mechanical impedance), $I(j\omega)$ 는 시스템의 동일한 지점에서 같은 방향으로 측정되는 구동력, $F(j\omega)$ 와 그로 인한 속도 $v(j\omega)$ 의 비로써 정의된다.

$$I(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{v(j\omega)} \quad (1)$$

겉보기 질량, $M(j\omega)$ 는 구동력과 이로 인한 가속도 사이의 비로 정의되며 입력임피던스와의 관계는 다음과 같다.⁵⁾

$$I(j\omega) = j\omega \cdot M(j\omega) \quad (2)$$

입력 임피던스는 시스템의 전달 함수로 여겨질 수 있으며 다른 전달 함수들과 마찬가지로 크기와 위상을 가지는 복소수 량이다.

2.1 인체진동 모델

앉은 자세에서의 전신 진동 특성을 나타내는 인체의 수학적 모델 개발은 다음 사항들을 기초로 설계되었다.

- 1) 오직 수직 방향의 진동만을 고려한다.
- 2) 높은 주파수 대역에서 의자-머리 사이의 전달률(seat-to-head transmissibility)의 위상차를 실험 데이터 결과와 맞추기 위해서는 3개 이상의 질량이 필요하다.²⁾
- 3) 전신 진동에 사용되는 진동의 종류와 주파수 범위 내에서는 선형 스프링 계수와 댐핑 계수만으로 충분하다.⁴⁾

이와 같은 조건하에서 본 연구에서는 흉곽내의 장기의 질량을 요동하는 질량(wobbling mass)으로 하고 나머지 인체의 주요 부위를 세 개의 강체로 단순화시킨 4자유도 모델과 창자(intestine)의 질량까지를 고려한 5자유도 모델, 그리고 요추 요소를 모두 포함시킨 10자유도 모델 등 모두 3종류의 모델들을 제안하였다. Fig. 1에서 강체

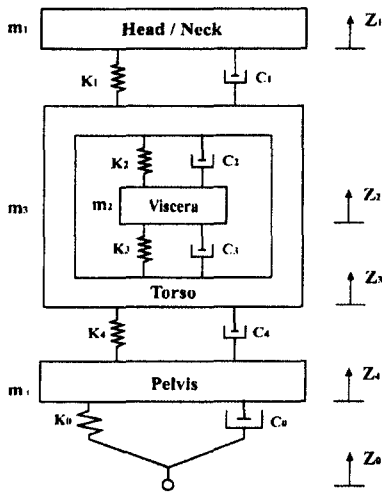


Fig. 1 4-DOF linear lumped parameter model for assessing human exposure to whole body vibration

질량을 나타내는 m_1 과 m_3 , m_2 는 각각 머리/목(head/neck)부분과 몸통(torso), 골반(pelvis) 부분이 되고, 요동하는 질량 m_2 는 몸통내의 장기의 질량을 표현한다. 앉은 자세에서의 진동 응답 특성에서는 하지가 거의 영향을 미치지 못하기 때문에 모델에서 다리와 발은 생략하였고 손과 팔도 팔걸이에 얹혀 있는 상태에서는 거의 영향을 주지 못하므로 마찬가지로 생략하였다.⁴⁾

이들 모델에 대한 운동 방정식은 다음과 같은 연립 미분 방정식으로 표현할 수 있다.

$$[M] \ddot{z} + [C] \dot{z} + [K] z = \bar{p} \quad (3)$$

여기서 $[M]$, $[C]$, $[K]$ 는 각각 질량과 감쇠, 스프링 계수를 나타내는 행렬이고, \bar{z} 와 \bar{p} 는 각 강제질량의 진동에 대한 변위과 구동력을 나타내는 벡터이다. 이를 다시 주파수 영역에서 표현하기 위해 푸리에 변환(Fourier transformation)을 하게 되면,

$$\{Z(j\omega)\} = \{ [K] - \omega^2 [M] + j\omega [C] \}^{-1} \{P(j\omega)\} \quad (4)$$

과 같이 표현할 수 있다. 여기서, Fig. 2의 모델에 대하여 $\{Z(j\omega)\}$ 와 $\{P(j\omega)\}$ 를 구하면 다음과 같다.

$$\{Z(j\omega)\} = \{Z_1(j\omega), Z_2(j\omega), Z_3(j\omega), Z_4(j\omega), Z_5(j\omega)\} \quad (5)$$

$$\{P(j\omega)\} = \{0, 0, 0, 0, (k_0 + j\omega c_0)Z_0(\omega)\} \quad (6)$$

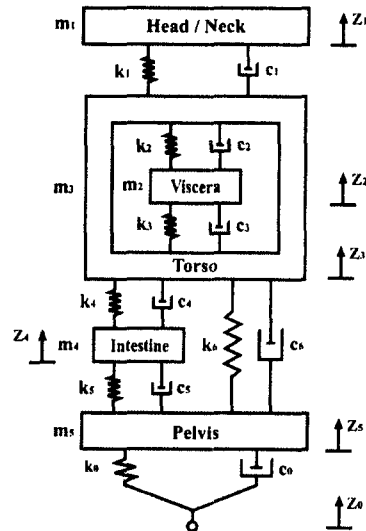


Fig. 2 5-DOF linear lumped parameter model(intestine was modeled as a lumped mass)

위의 두 식에서 ω 는 주파수를 나타내고 있다.

Fig. 2의 5자유도 모델에 대한 M, C, K 행렬은 다음과 같이 주어진다.

$$M = \begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & M_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & M_4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & M_5 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$M = \begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & M_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & M_4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & M_5 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$M = \begin{bmatrix} k_1 & 0 & -k_1 & 0 & 0 \\ 0 & k_2+k_3 & -k_2-k_3 & 0 & 0 \\ -k_1 & -k_2-k_3 & k_1+k_2+k_3+k_4+k_6 & -k_4 & -k_6 \\ 0 & 0 & -k_4 & k_4+k_5 & -k_5 \\ 0 & 0 & -k_6 & -k_5 & k_5+k_6+k_0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

위의 계수들은 기존의 전신 진동 응답 특성의 실험 데이터를 기준으로 최적화 기법을 사용하여 구할 것이다. 기준이 되는 응답 특성들은 다음과 같다. 입력 임피던스는 입력 부분에 가진 되는 속도에 대한 구동력의 비로써 식으로 표현하면 다음과 같다.

$$I(j\omega) = \frac{(K_0 + j\omega C_0)[Z_0(\omega) - Z_5(j\omega)]}{j\omega Z_0(\omega)} \quad (10)$$

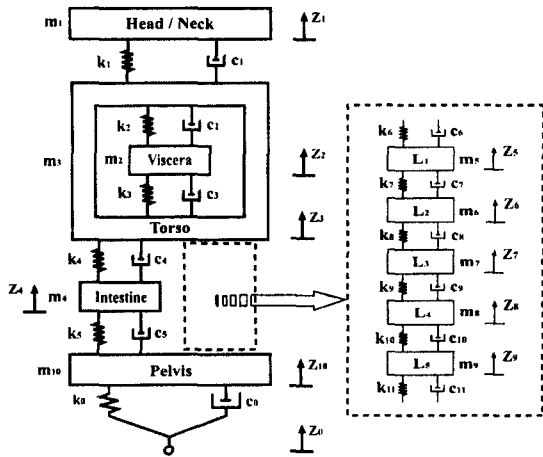


Fig. 3 10-DOF linear lumped parameter model(five lumbar spine models was shown in the box)

식(10)은 걸보기 질량과 식(2)에서와 같은 관계를 가지고 있다.

의자에서 머리로의 전달률은 가진되는 입력 변위에 대한 머리의 변위 응답의 비로써 다음 식과 같이 주어진다.

$$T(j\omega) = \frac{Z_1(j\omega)}{Z_0(\omega)} \quad (11)$$

최적에서 가해지는 입력 변위는 대부분의 실험 데이터들이 실제 전신 진동 현상을 가장 잘 구현할 수 있는 사인파(sinusoidal)나 랜덤가진(random excitation)을 사용해왔다. 인체의 진동 응답 특성은 위의 두 가지 입력에 대해서 아주 유사한 결과를 보이며 특히 입력 임피던스 특성은 입력 변위의 크기에는 별 영향을 받지 않기 때문²⁾에 본 논문에서는 주파수 영역에서 수학적으로 다루기 쉬운 백색잡음(white-noise random vibration)을 입력으로 사용했다.

Fig. 1과 Fig. 3에서 보여주고 있는 두 종류의 모델에 대해서도 같은 방법으로 운동방정식과 전달률, 걸보기 질량 등을 구할 수 있다.

3. 최적화 기법을 이용한 계수 결정

전신 진동 응답은 개개인에 따라 다를 뿐만 아

니라 앉는 자세 등에 따라 꽤 넓은 분포를 보이므로 실제 여러 연구에서 얻어진 실험 데이터들도 실험 조건에 따라 많은 차이를 보이고 있다. 본 연구에서는 Boileau의 실험 결과 중 0.5-20Hz 사이의 주파수 대역에서 통계적으로 구한 평균값을 목표값으로 하였다.⁵⁾

3.1 목적 함수

목적 함수는 입력 임피던스와 의자에서 머리로의 전달률의 크기와 위상차에 대한 각 목표값과 함수의 합을 택하였다.

$$U(x) = \text{Minimize} [U_I(x) + U_T(x)] \quad (13)$$

윗 식에서 U_I 와 U_T 는 각기 다음과 같이 표현된다.

$$U_I(x) = \sum_{k=1}^N [|I(j\omega_k)| - |I_t(j\omega_k)|]^2 + a_1 \sum_{k=1}^N [\phi_I(\omega_k) - \phi_{I_t}(\omega_k)]^2 \quad (14)$$

$$U_T(x) = a_2 \sum_{k=1}^N [|T(j\omega_k)| - |T_t(j\omega_k)|]^2 + a_3 \sum_{k=1}^N [\phi_T(\omega_k) - \phi_{T_t}(\omega_k)]^2 \quad (15)$$

여기서, $x = \{m_i, k_i, c_i\}^T$ 는 모델파라미터로써 최적화되어야 할 변수들이고 U_I , U_T 는 각기 임피던스와 전달률의 오차 함수를 나타내고 있다. a_1 , a_2 , a_3 는 $I(j\omega_k)$ 에 대한 $\phi_I(\omega_k)$, $T(j\omega_k)$ 그리고 $\phi_T(\omega_k)$ 의 크기 정도를 맞추기 위한 가중치 계수들이고, 아래 첨자 t 는 목표값인 실험 데이터를 의미한다. 또한 ω_k 는 목표값으로 택한 각 주파수를 나타내고 있다.

3.2 구속 조건

수학적 모델의 물성치는 실제 인체의 물성치와 비교하여 타당하도록 구해져야만 하는데 이를 위해서 적절한 구속 조건으로 제한할 필요가 있다. 이러한 범위 내에서도 변수가 가지는 값의 조합은 최적화기법으로도 찾기는 탐색공간의 크기가 너무 크기 때문에 두 단계로 나누어 파라미터 값을 구하였다. 본 연구에서는 기존의 인체

측정학적(anthropometric) 자료⁶⁾들을 토대로 우선 충분히 넓은 범위 안에서 큰 스케일(scale)로 최적화를 수행한 후, 그로부터 얻어진 결과를 가지고 다시 구속 조건의 범위를 줄여서 반복 실행하는 방법으로 계산하였다. 발표된 인체 측정 자료에 의하면 인체 각 부위의 질량은 전체 질량에 대해 머리와 목은 약 8.4%, 상복부는 36.6%, 하복부는 13.4%, 그리고 골반이 약 20% 정도를 차지한다. 처음 단계로 채택한 구속 조건은 스프링계수는 $0 < k_i \leq 1000$ (kN/m), 그리고 감쇠계수는 $0 < c_i \leq 1000$ (kNs/m)의 충분히 넓은 범위로 택하였으며 각 부위의 질량은 최대 40kg 이하로 제한하였다. 10자유도 모델의 경우는 설계변수를 줄이기 위하여 머리/목 부분의 질량(5.5kg)과 5개의 추체의 질량(0.17-0.25 kg)은 기존의 발표되었던 데이터⁷⁾를 이용하였다.

3.3 Simulated annealing method

위와 같이 주어진 최적화 문제를 시뮬레이터드어닐링 기법⁸⁾(simulated annealing method)을 이용하여 해결토록 하였다. 이 알고리즘의 성능은 초기 온도를 비롯한 몇 가지 요소(factor)들을 얼마나 잘 선정하느냐에 달려 있다. 이 요소들의 값은 탐색 공간의 크기와 문제의 특성에 따라 달라질 수 있다. 이를 위해 본 연구에서는 5, 10, 20, 30의 초기온도를 가지고 냉각률이 0.9, 0.95, 0.99일 때를 각각 20회씩 반복 계산하여 평균을 구한 후, 계산 횟수에 대한 수렴 속도와 수렴된 목표값의 크기를 살펴보았다. 그 결과 본 모델의 파라미터들을 찾는 문제에서는 초기온도를 20으로 하고 냉각률은 0.99로 하였을 때 가장 우수한 성능을 보이고 있었다. 프로그램에 사용한 코드(code)는 10진법을 사용하였다. 랜덤하게 새로운 코드로 바꿔줄 때 각각의 설계 변수들(m , k , c)이 차지하는 코드의 길이가 달라진다. 따라서 본 연구에서는 우선 랜덤하게 바뀌게 될 설계 변수를 선택하고 다시 그 변수가 차지하고 있는 코드 열 안에서 동등한 확률로써 파라미터 값이 바뀌는 방법을 사용하였다.

4. 해석결과 및 토의

4.1 모델의 설계변수

최적 프로그램을 수행한 결과 각 모델별로 찾아낸 질량, 스프링 계수, 그리고 감쇠 계수의 값들은 Table 1과 같다. 이와 같은 결과들은 최적화 프로그램을 구속 조건의 범위를 좁혀가며 여러 차례 수행하여 가장 많은 횟수로 얻어진 결과를 택하였다. 계산된 각 부위의 질량들은 4자유도 계 모델을 제외하고는 인체를 대상으로 측정하여 얻어진 데이터와 비교적 유사한 값들을 보이고 있다. 이와 같은 해석 결과는 정확한 모델링을 위해서는 창자부분 까지도 모델링에 포함시킨 최소 5자유도 이상의 모델이 필요함을 보이고 있다.

5자유도 모델에서 보던 상체(m_3)와 상체내의 장기들의 질량(m_2) 사이의 스프링계수나 감쇠계수 값들이 창자(m_4)와 골반(m_5) 사이의 계수 값보다 훨씬 큰 값을 보이고 있다. 한편 10자유도 모델로부터 얻어지는 요추 추간판의 강성도와 감쇠계수값들은 저 주파수대의 추간판의 동적 강성도(872-1720kN)와 감쇠계수 값(590-2156Ns/m)⁹⁾에 비해 다소 큰 수치를 보이고 있으나, 충격 하중시의 추간판의 동적 강성도 1940-2180kN/m¹⁰⁾와는 비교적 접근된 결과들을 보이고 있다.

기존의 실험 및 해석 결과들은 모두 추체의 후방요소(posterior element)를 제거시킨 추골(vertebral body)과 추간판(disc)만의 요소를 대상으로 얻어진 결과이기 때문에 후방 요소를 고려한 결과는 본 연구에서 얻어진 값들에 매우 접근된 결과를 보일 것으로 예상된다. 감쇠계수의 경우 4번째 요추(L4)-5번째 요추(L5)와 골반(pelvis) 사이의 감쇠계수들이 상대적으로 큰 값을 보이고 있다. 이 부분에서는 요추의 전만각도(lordosis angle)가 다른 위치보다 크기 때문에 추간판의 후방이 전방보다 두께가 얇아지는 현상을 보이고 있다. 또한 후관절(facet joint)의 접촉이 위쪽의 운동분절(motion segment)에서 보다 쉽게 발생한다. 이와 같은 이유 때문에 더 큰 감쇠계수 값이 나타날 것으로 예상된다.

Table 1 Calculated parameter values

	Mass(kg)			Stiffness(kN/m)			Damping coeff.(Ns/m)				
	Model 1.	Model 2.	Model 3.	Model 1.	Model 2.	Model 3.	Model 1.	Model 2.	Model 3.		
M1	4	3.6	5.50	K1	52	50	81	C1	180	228	500
M2	28	8.2	5.05	K2	579	545	223	C2	61390	62200	809
M3	8	13.0	24.95	K3	861	850	228	C3	35980	35300	1088
M4	14	11.0	9.84	K4	115	414	10	C4	3880	10	50
M5		18.2	0.17	K5		52	10	C5		2100	219
M6			0.19	K6		34	1306	C6		1010	3644
M7			0.21	K7			2387	C7			3386
M8			0.23	K8			2574	C8			3020
M9			0.25	K9			2938	C9			3076
M10			10.00	K10			2151	C10			3067
				K11			2935	C11			3057
				K0	64	62	48	C0	2410	2410	2012

주파수 변화에 따른 입력 임피던스 변화와 의자와 머리 사이의 전달률 변화를 3종류의 모델에 대해 비교한 결과를 Fig. 4-7에서 보여주고 있다. 자유도가 증가함에 따라 실험치에 접근하는 결과를 보이고 있었으나, 10자유도 모델이 5자유도 모델에 비해 큰 향상을 보이고 있지는 않았다. 그러나 본 연구에서 제안된 모델은 모두 기존의 Boileau에 의해 제안되었던 단순 직렬 형태의 4자유도 모델⁴⁾에 비해 훨씬 더 실험 값에 접근된 결과를 보이고 있다.

이와 같이 구해진 모델을 이용하여 주파수 변화에 따른 인체의 결보기 질량 변화를 구한 후 Wei와 Griffin의 실험 데이터³⁾와 비교하여 보았다. 그들의 실험에서는 총 60명의 피실험자를 대상으로 앉은 상태에서 크기가 $1.0m/s^2$ 인 랜덤 진동을 수직 방향으로 가하였을 때, 0.25-20Hz 사이에서 가속도와 전달되는 힘을 측정함으로써 결보기 질량 변화를 측정하였다. 본 연구에서의 해석 결과는 Fig. 7에서 볼 수 있듯이 실험 데이터와 매우 일치하고 있어 다시 한번 제안된 모델의

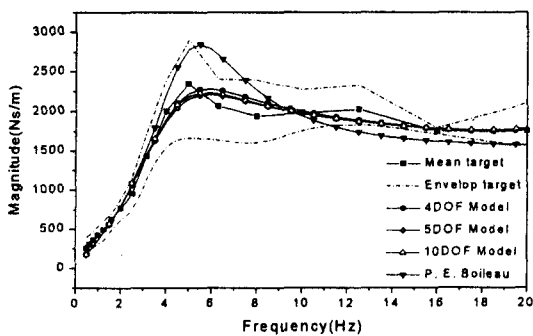


Fig. 4 Driving point mechanical impedance magnitude variation

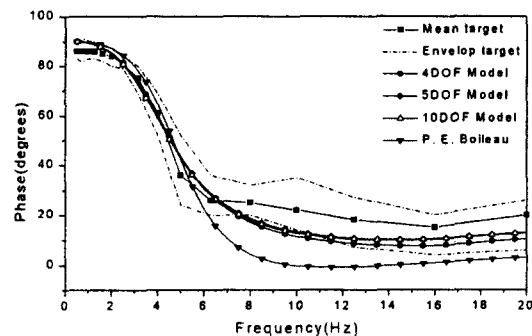


Fig. 5 Driving point mechanical impedance phase angle variation

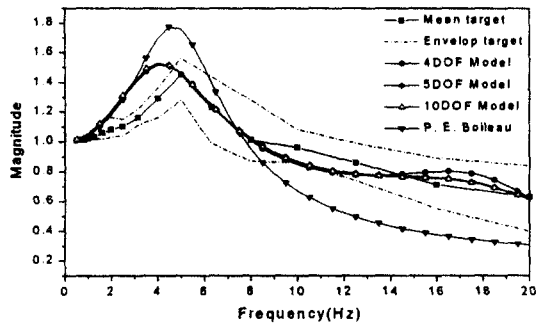


Fig. 6 Seat-to-head transmissibility characteristics

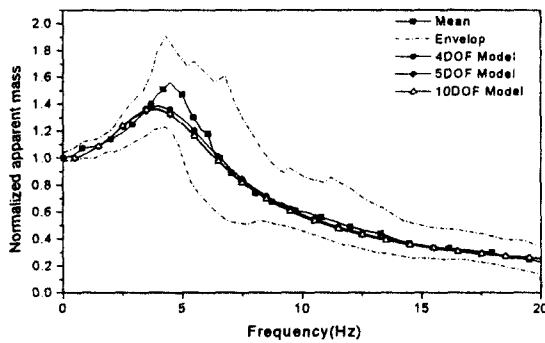


Fig. 7. Comparison of apparent mass variation with experimental data

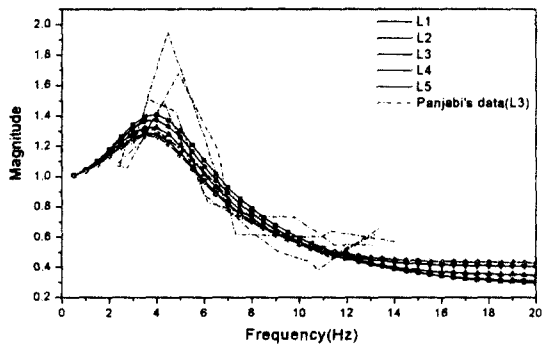


Fig. 8 Seat to lumbar transmissibility

타당성을 입증할 수 있었다.

본 연구에서 개발된 10자유도 모델을 이용하여 앉은 자세에서 진동에 노출될 경우 주파수에 따른 요추의 진동형태를 살펴본 결과 약 4Hz 근처에서 공진이 나타나고 있음을 알 수 있었다. 이와 같은 해석 결과는 기존의 Panjabi 등의 실험 결

과¹¹⁾에 매우 근접한 결과를 보이고 있다. Panjabi 등의 실험에서는 5명의 지원자를 대상으로 3번째 요추(L3)의 극돌기(spineous process)에 가속도계를 직접 부착하여 2-15Hz 범위에서 진동 특성을 측정하여 결과 약 4-5Hz에서 첫 번째 공진이 발생됨을 측정하였다. Fig. 8은 Panjabi 등의 실험 결과와 본 연구의 해석 결과를 비교하여 보여주고 있다. 인체를 대상으로 측정을 시도할 경우 측정 대상에 따라 물성치가 일정치 못하기 때문에 일반적으로 측정 결과가 많은 편차를 보이게 된다. 본 해석의 결과는 비교적 실험치에 접근된 형태를 보이고 있기 때문에 다시 한번 본 연구에서 구한 물성치의 타당성을 확인할 수가 있었다. 한편 Seidel 등¹²⁾에 의한 인체 유한요소모델을 이용한 해석에서도 동일한 해석 결과를 보이고 있다.

4-5Hz의 요추부의 공진 주파수는 현재 사용되고 있는 대부분의 운송 수단의 시트에서 측정되는 공진 주파수와 일치하고 있다.

따라서 본 해석에서 개발한 모델을 이용하여 운전자의 요추 부상 방지 해석에 대한 추후의 연구가 가능 할 것으로 기대된다.

5. 결론

인체의 수직 전신 진동 문제를 해석하기 위한 방법으로 흔들리는 내장의 질량을 고려한 4자유도 모델과 5 자유도 모델, 그리고 이 5자유도 모델에 5개의 요추 질량을 추가하여 세분화한 10 자유도 모델을 개발하였다. 이 모델의 물성치들은 최적화 기법인 시뮬레이티드 어닐링 기법을 적용하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 각 모델의 전체적인 응답 특성 결과들은 기존의 단순 직렬형태의 모델에 비해 훨씬 더 실험치에 매우 근접된 결과를 보이고 있었다. 그러나 정확한 모델 개발을 위해서는 최소 5자유도계 이상의 모델이 필요함을 알 수 있었다.

2) 구해진 모델을 이용하여 구한 겉보기 질량(apparent mass) 변화도 기존의 실험치와 잘 일치하고 있었다. 또한 요추의 강성도와 감쇠계수도 기

존의 in-Vitro 실험 결과와 매우 일치된 결과를 보이고 있어 본 연구에서 구한 모델의 계수값들의 타당성을 입증하고 있다.

3) 10-자유도 모델을 이용하여 각 요추의 진동 특성을 구해본 결과 약 4Hz의 공진주파수가 계산되었으며 이와 같은 해석 결과의 기존의 in-Vivo 실험 결과와도 잘 일치하고 있다. 따라서 본 연구에서 제시한 모델들은 타당성이 충분히 입증되므로 앞으로 승차감(ride quality) 해석 등에 유용하게 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 2000학년도 단국대학교 대학 연구비의 지원으로 연구되었음.

참 고 문 헌

- 1) S. Kitazaki, M. J. Griffin, "A Modal Analysis of Whole-Body Vertical Vibration, using a Finite Element Model of the Human Body," *Journal of Sound and Vibration*, Vol.200, pp.83-103, 1997.
- 2) Y. Wan, J. M. Schimmels, "Optimal Seat Suspension Design Based on Minimum Simulated Subjective Response," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.119, pp.409-416, 1997.
- 3) L. Wei, M. J. Griffin, "Mathematical Models for the Apparent Mass of the Seated Human Body Exposed to Vertical Vibration," *Journal of Sound and Vibration*, Vol.212, pp.855-874, 1998.
- 4) P. E. Boileau, S. Rakheja, "Wholebody Vertical Vibration Biodynamic Response Characteristics of the Seated Vehicle Driver Measurement and Model Development," *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol.22, pp.449-472, 1998.
- 5) P. E. Boileau, X. Wu, "Definition of Range of Idealized Values to Characterize Seated Body Biodynamic Response under Vertical Vibration," *J. Sound and Vibration*, Vol.215, pp.841-861, 1998.
- 6) I. Kaleps, J. Whitestone, "Hybrid III Geometrical and Inertial Properties," SAE 880638, pp. 687-707, 1988.
- 7) F. A. Pintar, *The Biomechanics of Spinal Element*, Ph.D. Thesis, Marquette University, 1986.
- 8) S. Kirkpatrick, C. D. Gelatt, M. P. Vecchi, "Optimization by Simulated Annealing," *Science*, Vol.220, pp.671-680, 1983.
- 9) M. Kasra, A. Shrazi-Adl, G. Drouin, "Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints: Experimental and Finite Element Investigation," *Spine*, Vol.17, pp.93-102, 1992.
- 10) C. K. Lee, Y. E. Kim, et al., "Impact Response of the Intervertebral Disc in a Finite Element Model," *Spine*, Vol.25, pp.2431-2439, 2000
- 11) M. M. Panjabi, G. B. J. Andersson, L. Jorneus, et al., "In Vivo Measurements of Spinal Column Vibrations," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.68-A, pp.695-702, 1986.
- 12) H. Seidel, R. Bluethner, B. Hinz, "Application of Finite-Element Models to Predict Forces Action on the Lumbar Spine during Whole-body Vibration," *Clinical Biomechanics*, Vol.16, pp.s 57-s63, 2001.